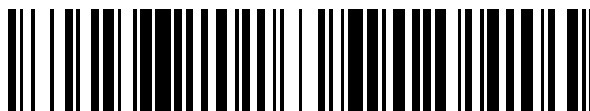


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 576 731**

51 Int. Cl.:

A61B 5/11

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.12.2009** **E 09803891 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.04.2016** **EP 2387357**

54 Título: **Monitor de marcha**

30 Prioridad:

23.12.2008 GB 0823374

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

11.07.2016

73 Titular/es:

OXFORD BROOKES UNIVERSITY (100.0%)
Gipsy Lane Campus, Headington
Oxford, Oxfordshire OX3 0BP, GB

72 Inventor/es:

ESSER, PATRICK;
HOWELLS, KEN;
DAWES, HELEN y
COLLET, JOHNNY

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 576 731 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Monitor de marcha

Esta invención se refiere a un aparato y a un procedimiento para medir el movimiento vertical mediante el uso de sensores de inercia y, en particular, a un aparato y a un procedimiento para la detección inercial del movimiento del centro de gravedad humano en la dirección vertical.

El centro de gravedad (COM) es un aspecto importante de la locomoción humana y desde hace tiempo se ha estimado que las mediciones del desplazamiento vertical del centro de gravedad de un humano representan más del 65% del trabajo mecánico total realizado en la marcha, es decir, mientras se camina.

Estimaciones razonablemente precisas de una ubicación de un centro de gravedad de un cuerpo humano han existido desde el siglo 19 a partir de la disección de cadáveres. Esta ubicación se ha medido con mayor precisión en el siglo 20, por ejemplo, utilizando plataformas de fuerza, y se encuentra generalmente que está alrededor de la espalda baja.

Las mediciones del desplazamiento del centro de gravedad de una persona se encuentra que proporcionan información muy útil para estudiar el movimiento de una persona. Esto puede ser útil en la atención clínica, por ejemplo, en el estudio de personas mayores o discapacitadas y, en particular, en la determinación de los efectos de las condiciones que afectan al caminar. Las mediciones del movimiento del centro de gravedad en marcha antes y después de la cirugía se pueden utilizar para medir el éxito de la cirugía y para dirigir la fisioterapia adecuada.

La medición del movimiento del centro de gravedad de un ser humano también se considera que es muy útil en el estudio de los atletas y se puede utilizar en el entrenamiento y para el desarrollo de una técnica mejorada de movimiento de los atletas.

La medición del desplazamiento del centro de gravedad puede mostrar asimetría en la manera en que una persona camina. Además, incluso cuando el significado de los datos aislados no se entiende bien, simplemente comparando los patrones de desplazamiento del centro de gravedad encontrados en personas de una marcha normal con los de patrones de caminar atípicos o en un atleta olímpico eficaz, proporciona información útil y permite hacer alteraciones.

Los usos deseados para una herramienta de evaluación de la marcha son ayudar en el diagnóstico de un trastorno de la marcha, monitorizar el progreso del paciente, tomar una evaluación de referencia y ayudar con la prescripción de ortesis.

Los mejores sistemas actuales para estudios biomecánicos y para la medición de datos cinemáticos de seres humanos se considera que son los sistemas de cámaras de movimiento ópticas (OMCS). Los OMCS determinan la posición de un objeto en un espacio tridimensional calibrado. Estos sistemas incluyen sistemas de marcadores pasivos y activos. Por ejemplo, el sistema Vicon producido en Oxford, Reino Unido, tiene marcadores que reflejan infrarrojos unidos a un objeto para contener datos cinemáticos de cámaras, mientras que el sistema CODA utilizado por Codamotion en el Reino Unido utiliza sensores LED activos aplicados al objeto para obtener datos similares. Estos sistemas proporcionan datos muy eficaces y precisos, pero sufren una serie de desventajas. En primer lugar, y quizás lo más importante, son muy caros. En segundo lugar, las mediciones se limitan a un movimiento dentro de las áreas calibradas. Esto normalmente significa que solo unos pocos pasos se pueden medir a la vez, lo que no permite el estudio de todos los tipos de la locomoción humana. Además, es ventajoso medir el movimiento en experimentos al aire libre en un intento de replicar el movimiento en el mundo real. Las medidas en el exterior son difíciles con los sistemas OMCS debido a la necesidad de áreas calibradas y son particularmente difíciles para muchos de los sistemas comunes que utilizan luz infrarroja reflectante lo que entra en conflicto con demasiada luz del sol ambiente.

Una alternativa más barata a la utilización de sistemas OMCS es utilizar placas de fuerza para medir las fuerzas de reacción del suelo y tratar de calcular el desplazamiento del centro de gravedad a partir de las fuerzas de reacción del suelo. Aunque esto es de alguna utilidad, se ha encontrado que las fuerzas de reacción del suelo no son las mismas que el desplazamiento del centro de gravedad. Además, las placas de fuerza todavía son caras para la cantidad de medición que se puede obtener. Las placas de fuerza precisas también son inmóviles y necesitan colocarse sobre una superficie plana sólida. Son pequeñas y requieren que un sujeto garantice que pone su pie sobre la placa de fuerza y, por lo tanto, pueden afectar el estilo de caminar. Para mayor precisión, también requieren suelos, paredes y conexiones específicamente hechos para tener una señal sin vibraciones.

También se han utilizado acelerómetros en el análisis del movimiento, en particular, en podómetros que miden el número de pasos que da una persona. Una dificultad con el uso de acelerómetros para medir la locomoción humana es que las trayectorias circulares creadas por la locomoción humana significan que el ángulo del eje del acelerómetro cambia constantemente. La torsión del eje hace que sea muy difícil de calcular las aceleraciones en el marco de referencia global, es decir, en términos de arriba y abajo contra la fuerza de la gravedad. La alineación postural del sujeto que camina y la imprecisión en el posicionamiento del instrumento deben corregirse para la gravedad estática para evaluar la verdadera aceleración dinámica de la marcha.

También existen unidades, tales como unidades de medida inerciales, que combinan acelerómetros con giroscopios y posiblemente también con magnetómetros. Esta medida cambia en orientación, así como las aceleraciones en los ejes locales de los acelerómetros. Por lo tanto, proporcionan los vectores de aceleración del sistema objeto local que potencialmente podrían transponerse en eje de otro sistema. Por estas razones, una combinación de aceleradores, giroscopios y en algunos casos IMUs industriales micro electro-mecánicas (MEM) (típicamente utilizadas para la detección de vibraciones) se han utilizado para medir el cambio de ángulo en las articulaciones y en otros aspectos del movimiento humano. También ha habido un intento de estimar el desplazamiento del centro de gravedad de caballos utilizando una IMU. Esto fue un éxito razonable, dado que no se requiere una precisión milimétrica para el estudio típico de los caballos y ahora se ha dado cuenta porque la IMU que se encuentra en la espalda de un caballo se mantiene razonablemente horizontal la mayoría de las veces, reduciendo la probabilidad de error en el eje Z resultante del bloqueo de cardán matemático.

Se ha supuesto comúnmente que el uso de acelerómetros, giroscopios y unidades de medición inerciales conocidos en la espalda de un ser humano para medir el desplazamiento en el marco global no será posible para proporcionar ningún grado útil de precisión. Esto se basa en el hecho de que mientras que las IMUs dan datos exactos de aceleraciones y movimiento de orientación con respecto a su marco local, habrá una caída muy significativa en la precisión en el intento de traducir esta información en movimientos en el marco global y una pérdida adicional de precisión al pasar de la aceleración medida a medidas de velocidad y de posición, que son los parámetros más comunes requeridos por los médicos y los entrenadores deportivos. Los ejes de cualquier unidad cerca del centro de gravedad a su vez girarán y se torcerán en gran medida haciendo difícil la traslación de un marco de referencia global.

Ahora los inventores de la presente invención se han dado cuenta que gran parte de la inexactitud en la medición vertical del desplazamiento del centro de gravedad de una IMU proviene del hecho de que la IMU se coloca en la columna lumbar, de modo que gran parte de los datos proceden de que la IMU gira 90 grados con respecto a su orientación prevista y que el uso de una matriz de rotación de ángulo de Euler hace que muchos de estos datos se pierdan debido al bloqueo de cardán matemático. Además, se ha encontrado sorprendentemente que mediante el uso correcto de las técnicas adecuadas es posible no solo proporcionar una medición precisa de la aceleración vertical en el marco de referencia global, sino también la velocidad y los cambios en la posición en la dirección vertical. La precisión puede ser casi comparable a la de los sistemas de cámaras de movimiento ópticas.

Las encuestas de los fisioterapeutas encuentran que en la práctica clínica solo una pequeña minoría de los encuestados había tenido realmente un paciente evaluado en un laboratorio de marcha. Las razones para no utilizar una herramienta de evaluación de la marcha son la falta de tiempo, las limitaciones presupuestarias y la falta de espacio, todo lo cual se debe a la exigencia de los OMCS. En cambio, el fisioterapeuta se basa principalmente en las escalas de evaluación de marcha visuales (VGAs) que son subjetivas y en ocasiones poco fiables, ya que dependen de la opinión de un asesor individual de la anormalidad y de su gravedad.

También es deseable calcular la cantidad de energía que una persona (o animal) ha utilizado mientras camina o corre. Esta información es útil para fines clínicos y también para cualquier persona que hace ejercicio que desee calcular el número de calorías consumidas. Normalmente, esto se estima mediante el uso de un podómetro y el conocimiento del peso de la persona. El cálculo se basa simplemente en el peso y el número de pasos y no tienen en cuenta la eficiencia de la marcha, o la velocidad al caminar, o el terreno. Se ha apreciado que como esta gran parte de la energía utilizada durante la marcha es de movimientos del centro de gravedad en vertical (contra la gravedad), las mediciones del movimiento del centro de gravedad se pueden utilizar junto con medidas de actividad, tales como el recuento de pasos, para determinada de una manera más exacta la cantidad de energía utilizada para correr o caminar. Los equipos de medición convencionales tales como OMCS son de uso limitado para esto. Solo pueden medir en el espacio calibrado y, por lo tanto, solo podrían obtener información útil acerca de la energía consumida por una persona en un rango muy limitado o en una cinta de correr, donde ya se conoce la velocidad de desplazamiento y la inclinación y hay menor necesidad de cálculos de energía más precisos. Además, la fuerza y la energía utilizadas se pueden basar en parte en aceleraciones o en la velocidad del centro de gravedad y el OMCS proporciona datos relativos a la posición, lo que tendría que ser diferenciado, lo que se reduce la precisión.

Es un objeto de al menos algunos modos de realización de la invención mitigar al menos algunos de los problemas anteriores y/o proporcionar un aparato para la medición de la energía mecánica durante el movimiento humano.

El documento DE 10312154 divulga un procedimiento de seguimiento de la orientación de objetos que incluye la determinación de los valores de desplazamiento de tres sensores de velocidad de rotación filtrados Kalman y restar los valores de desplazamiento de las salidas de los sensores antes de la integración para la medición de la orientación de objetos utilizando un algoritmo cuaternión.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona un aparato de medición de movimiento vertical según la reivindicación 1.

Como se apreciará, el animal puede ser una persona.

Preferiblemente, el marco de referencia global es el marco de referencia de la superficie de la tierra, con la dirección vertical siendo la dirección de la aceleración de la gravedad.

Preferiblemente, el dispositivo de detección inercial es una unidad de masa inercial y/o contiene varios acelerómetros (tales como tres) de medición de aceleraciones lineales en un marco local, y uno o más giroscopios (tales como tres) de medición de movimiento de rotación y, preferiblemente, el dispositivo fusiona sus salidas de datos, por ejemplo, utilizando el filtrado de Kalman.

Preferiblemente, el aparato está configurado para filtrar el(los) resultado(s) de la combinación de la primera aceleración y cuaternión, tal como el resultado de su producto, por encima o por debajo de una frecuencia predeterminada antes de producir una medida de desplazamiento vertical, o una derivada de desplazamiento vertical, en el marco de referencia global, más preferiblemente, el aparato está configurado para filtrar los datos por encima de una frecuencia elegida sobre la base de la frecuencia de zancada máxima de caminar o correr, tal como 25 Hz y/o el aparato comprende un filtro de Butterworth, tal como en la forma de programación adecuada en la memoria, cuyo filtro está configurado para ser utilizado para el filtrado.

El aparato está configurado para aplicar una función matemática que es una ventana de Hanning, a los datos de la combinación de la primera aceleración y cuaternión, para eliminar el ruido/errores que contribuyen a la deriva. Preferiblemente, el aparato está configurado para estimar un componente de corriente continua de ruido/errores en el(los) resultado(s) de la combinación de la primera aceleración y cuaternión y configurado para seleccionar la función matemática basada en la estimación para eliminarlo. El aparato puede estar configurado para aplicar la función matemática después de aplicar el filtro.

El procesador está programado para proporcionar una aceleración en la dirección vertical, tal como a partir del producto del cuaternión y la primera aceleración, preferentemente con la dirección vertical, que es la dirección de la aceleración de la gravedad.

Preferiblemente, el procesador está programado para restar la aceleración de la gravedad de la aceleración calculada para medir la aceleración del dispositivo de detección inercial en la dirección vertical del marco de referencia global. Preferiblemente, el cálculo de la aceleración de la gravedad se toma a partir de lecturas mediante el dispositivo de detección inercial cuyo aparato ha grabado en una memoria cuando está parado. Preferiblemente, el aparato está configurado para medir la velocidad del dispositivo de detección inercial en la dirección vertical del marco global mediante la integración de la aceleración calculada. Preferiblemente, la aceleración se filtra y/o se retira la deriva antes de la integración. Preferiblemente, el procesador se programa para integrar la aceleración obtenida en la dirección vertical dos veces para medir los cambios en la posición vertical en un marco de referencia global, que es preferiblemente en la superficie de la tierra, con la dirección vertical que es la dirección de la aceleración de la gravedad.

Preferiblemente, los datos obtenidos se filtran y/o se retira la deriva antes de ambas integraciones.

El procesador se programa para integrar datos utilizando la regla de Simpson, preferiblemente en toda la aceleración y/o datos de velocidad a la vez.

Preferiblemente, la primera aceleración es en forma de un vector, tal como en tres dimensiones, más preferiblemente el cuaternión es en forma de una matriz de cuatro por tres y se multiplica por el primer vector de aceleración para proporcionar un vector de aceleración en el marco de referencia global, a partir del cual se calcula la medida de desplazamiento vertical, o una derivada del desplazamiento vertical. Preferentemente aún, en el que la matriz de cuaternión es de la forma

$$R_{(q)} = \begin{bmatrix} (q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2) & (2q_1q_2 - 2q_0q_3) & (2q_1q_3 + 2q_0q_2) & 0 \\ (2q_1q_2 + 2q_0q_3) & (q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2) & (2q_2q_3 - 2q_0q_1) & 0 \\ (2q_1q_3 - 2q_0q_2) & (2q_2q_3 + 2q_0q_1) & (q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2) \end{bmatrix}$$

con q_0 como valor real y q_1, q_2 y q_3 como números complejos.

Preferiblemente, el procesador está programado para calcular un cuaternión cuando el sensor inercial está en reposo, al menos en la dirección vertical, de la aceleración de salida del dispositivo de detección inercial, junto con la aceleración esperada de la gravedad en la dirección vertical del marco de referencia global, para almacenar este cuaternión en la memoria y para usarlo al derivar el cuaternión correspondiente a la rotación del dispositivo de detección inercial.

Preferiblemente, una de las dimensiones del vector de aceleración en el marco global representa una dirección paralela a la dirección de la gravedad, cuyo valor se toma como la aceleración vertical.

Opcionalmente, el procesador comprende varios microprocesadores en comunicación entre sí

5 Se puede proporcionar un aparato de medición de sacudidas verticales que comprende un aparato de acuerdo con un aspecto de la invención, en el que el procesador está programado para diferenciar la aceleración obtenida con respecto al tiempo en la dirección vertical para medir la sacudida en la dirección vertical en un marco de referencia global, preferiblemente en la superficie de la tierra, con la dirección vertical siendo la dirección de la aceleración de la gravedad

10 Se puede proporcionar un aparato de medición de movimiento del centro de gravedad vertical estimado que comprende un aparato de acuerdo con un aspecto de la invención y una fijación para fijar el dispositivo de detección inercial en la espalda de un animal, preferiblemente una persona. En uso, cuando el dispositivo está fijado en o cerca del centro de gravedad de un animal, tal como una persona, el aparato mide el desplazamiento vertical, o una derivada del desplazamiento vertical, del centro de gravedad en un marco de referencia global. Preferiblemente, la fijación comprende una cinta adhesiva. Preferiblemente, el dispositivo mide la aceleración y el desplazamiento vertical del centro de gravedad en un marco de referencia global y el procesador está programado para utilizar estos datos junto con la masa de entrada del objeto, y preferentemente también la dirección de la gravedad, en el cálculo de una medida de al menos parte de la energía utilizada durante el movimiento.

15 Se puede proporcionar un aparato de monitorización de la marcha humana que comprende un aparato de acuerdo con un aspecto de la invención que, en uso, calcula una o más y preferiblemente todas de la sacudida, aceleración, velocidad, cambio en la posición del centro de gravedad de una persona y el gasto de energía mecánica estimado, estando el dispositivo de detección inercial configurado para poderse conectar a una persona en una ubicación sustancialmente cerca de su centro de gravedad, tal como adyacente a la cuarta vértebra lumbar.

De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento para medir el desplazamiento vertical, según la reivindicación 14.

25 Preferiblemente, el procedimiento comprende una o más características o etapas que corresponden a las características preferibles de los otros aspectos de la invención.

Modos de realización de la invención se describirán ahora, solo a modo de ejemplo, con referencia a las siguientes figuras:

La figura 1 es una ilustración esquemática de una unidad de medición inercial;

30 La figura 2 es una representación esquemática de un aparato de acuerdo con la invención en uso en una persona;

La figura 3 es un diagrama de flujo del procedimiento de acuerdo con la invención, utilizando el aparato de acuerdo con la invención;

Las figuras 4a, 4b y 4c son gráficos de los datos de una comparación de un modo de realización de acuerdo con la invención y un sistema OMCS convencional; y

35 La figura 5 muestra un diagrama de cajas de correlación que representa la velocidad en los ejes x ortogonales en comparación con la desviación entre los picos de unos datos del modo de realización de acuerdo con la invención y el OMCS comparado en la figura 4.

40 Haciendo referencia a la figura 1, se muestra una unidad de medición inercial MEMS (IMU) 10 de un tipo conocido en la técnica anterior. La IMU 10 comprende acelerómetros 12, giroscopios 14, y magnetómetros 16, junto con un procesador de fusión Kalman/circuito integrado 18 y una salida 20.

45 Los acelerómetros 12 comprenden tres acelerómetros colocados de manera que el eje de medición de cada uno es ortogonal a los ejes de los otros dos. Cada acelerómetro mide la aceleración inercial en la dirección de su propio eje. Los giroscopios 14 también se colocan en un patrón ortogonal a lo largo de tres ejes de medición, que pueden ser paralelos a los tres ejes de los acelerómetros 12, o al menos orientados en relación con los mismos en un ángulo conocido. Los giroscopios miden la posición de giro en relación con un sistema de coordenadas del objeto local. Los magnetómetros 16 son opcionales y no siempre están contenidos en la IMU. Para el propósito de esta invención, la IMU 10 se puede utilizar sin magnetómetros 18. Los magnetómetros 18 miden la fuerza de campo magnético, cuyo uso variará en su aplicación. Por ejemplo, el magnetómetro se puede utilizar para calcular la posición de la IMU en relación con el campo magnético de la Tierra, mientras que en el caso de la exploración del espacio, se utilizará para medir campos magnéticos locales. Los magnetómetros también pueden hacer uso de campos magnéticos que normalmente se observan en el interior.

El procesador o circuito integrado 18 está programado o codificado físicamente con matemáticas para tomar las salidas de todos los acelerómetros 12, el giroscopio 14 y el magnetómetro 16 y para producir información de orientación a partir de los mismos y enviar esta información a la salida 20. Típicamente, este programa para fusionar

entre sí las dos o tres entradas se basa en la fusión de Kalman. Esta información de salida a continuación informa a los usuarios de la orientación de la IMU 10. Por ejemplo, esto se puede mostrar en una pantalla de ordenador con una construcción gráfica de una caja de más o menos la misma forma que la IMU, y se puede mostrar la rotación en tiempo real en la pantalla de la misma manera y mediante el mismo ángulo que gira la IMU 10.

- 5 Esta información de orientación se puede utilizar para diversas aplicaciones, tales como en la medición de vibraciones o en la exploración espacial. Recientemente se han utilizado para medir ángulos y movimiento en biomecánica, tales como la forma en que se dobla una rodilla o un codo.

La IMU ilustrada es una forma muy típica de IMUs convencionales. Como se puede ver, es un cuboide (o a menudo puede ser otro paralelepípedo) con su longitud en una dirección "L" que es considerablemente más larga que su anchura en una segunda dirección "W" y su profundidad en una tercera dirección "D". Típicamente, la IMU 10 se utiliza plana contra una superficie que es paralela a la superficie de la tierra con el eje de profundidad "D" que es sustancialmente paralelo con la dirección vertical en el marco de referencia global, es decir, en la dirección de la gravedad en la tierra.

15 En la figura 2 se muestra un aparato 50, que es un modo de realización de acuerdo con la invención. El aparato 50 comprende un ordenador 52, que incluye un procesador 54 y una memoria 56, conectado a través de un canal de comunicación 58 a una IMU 10. El ordenador puede ser un ordenador de propósito general ordinario o varios ordenadores conectados entre sí. La memoria 56 puede incluir una memoria de acceso aleatorio y, preferiblemente, incluye algún dispositivo de almacenamiento permanente, tal como un disco duro, o ambos.

20 La IMU 10 está fijada en la región lumbar de la espalda de una persona P y está situada lo más cerca posible de la estimación del centro de gravedad humano. El mecanismo de fijación puede ser simplemente una cinta 11. La IMU 10 puede pegarse adyacente a la cuarta vértebra lumbar.

En uso, la persona P camina entonces hacia atrás y hacia delante.

25 Como se puede ver, la IMU 10 no es plana contra una superficie con la dirección del eje "D" en línea con la dirección de la gravedad, sino que la IMU 10 se tuerce cerca de 90 grados, de manera que el eje más cercano a estar en línea con la dirección de la gravedad es el eje de la longitud "L". Incluso, el eje L no es paralelo con la gravedad debido a la curvatura de la espalda. A medida que la persona camina, en la IMU 10 los tres ejes se mueven en relación al marco de referencia global, a menudo en movimientos complejos.

Las IMUs modernas a menudo dependen de MEMS (sistemas micro-electro mecánicos). En este ejemplo, una IMU que se puede usar incluye el Xsens fabricado en Enschede en los Países Bajos.

30 También se muestran en la figura 2 los ejes locales de la IMU W, D y L y los ejes X, Y, Z, del sistema de referencia global, que en este caso corresponde al marco normal de objetos en la Tierra, con los ejes X e Y estando a lo largo del plano de la superficie de la tierra y el eje Z estando en la dirección de la gravedad. Con la posición de la persona P, estos ejes están en línea con los ejes estándar para la marcha humana que se definen como, x siendo el movimiento hacia adelante en el plano transversal perpendicular al plano frontal, y que apunta a la izquierda en el plano transversal perpendicular en el plano sagital y z un movimiento hacia arriba vertical en el plano frontal perpendicular al plano transversal. La IMU 10 se pega tan centrada con respecto a la anchura de la espalda como sea posible, para maximizar la sensibilidad a la asimetría en los movimientos en el plano frontal.

40 La información que se recibe desde el procesador de fusión Kalman 18 de la IMU 10 se refiere a la orientación sobre la base de los ejes locales W, D y L. Del mismo modo, los datos tomados desde los acelerómetros 12 se refieren a aceleraciones a lo largo de los tres ejes locales W, D y L. Estas aceleraciones ya contienen algún error y si se utiliza el procedimiento equivocado para convertir estas aceleraciones en aceleraciones en el marco global X, Y, Z, entonces estos errores aumentarán aún más. El error en las aceleraciones aumentará aún más si se integran de manera inapropiada para encontrar la velocidad y la posición cambiante.

45 En la figura 3 se muestra la IMU 10 junto con el ordenador 52 y la memoria 56, junto con procesos usados de acuerdo con la invención. En la etapa S100, la información de orientación se toma desde la salida 20 del procesador de fusión de Kalman 18 y en la etapa S102, las aceleraciones en el marco de referencia de objeto W, D, L se toman directamente de los acelerómetros 12.

A continuación, en la etapa S104, los datos de orientación de la etapa S100 desde el procesador de fusión 18 se utiliza para formar un elemento de rotación.

50 Los intentos anteriores de utilizar IMUs en biomecánica han utilizado matrices de rotación basadas en ángulo de Euler. Se ha encontrado que esta elección es una causa de la falta de precisión en los datos de salida y, en el caso de tratar de medir los datos de una IMU 10 pegada cerca de 90 grados respecto a la cuarta vértebra lumbar de una persona, una matriz de rotación de ángulo de Euler puede conducir a datos manifiestamente inexactos.

55 Se ha apreciado que el tipo de rotaciones aplicadas a la IMU 10 durante una marcha al caminar de personas normales acoplada con la orientación de la IMU al inicio conduce a incidencias significativas de bloqueo de cardán

matemático si se utilizan mediciones de rotación de ángulo de Euler. Esto conduce a la pérdida de información. Se ha encontrado que una información mucho más precisa se puede obtener usando un elemento de rotación basado en cuaternión en su lugar. Los cuaterniones previamente se han utilizado en la ingeniería espacial y en la realidad virtual, pero previamente no se ha considerado de importancia para la biomecánica ni se ha utilizado en aceleraciones de rotación del marco de objeto de una IMU en aceleraciones verticales en el marco de referencia global.

El ordenador 50 incluye instrucciones de programa de software de acuerdo con la invención en su memoria 56. El ordenador 50 programado puede ejecutar, por ejemplo, Lab VIEW 8.5.1 para transponer las aceleraciones desde el sistema objeto, en la etapa S102, en el sistema de referencia global ortogonal X, Y, Z, utilizando una matriz de cuaternión calculada a partir de los datos de la salida 20. Un ejemplo de esta ecuación se muestra a continuación:

$$a_{(gs)} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = a_{(os)} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \cdot R_{(q)} \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix}$$

Cuando $a_{(gs)}$ es la aceleración lineal en el sistema global, $a_{(os)}$ es la aceleración lineal en el sistema de objetos/local que se muestra como una matriz de 3x1 y $R_{(q)}$ es la matriz de rotación de cuaternión con q_0 como valor real y q_1, q_2 y q_3 como números complejos combinados en una matriz de 4x3. Una matriz de rotación adecuada $R_{(q)}$ se muestra a continuación:

$$R_{(q)} = \begin{bmatrix} (q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2) & (2q_1q_2 - 2q_0q_3) & (2q_1q_3 + 2q_0q_2) & 0 \\ (2q_1q_2 + 2q_0q_3) & (q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2) & (2q_2q_3 - 2q_0q_1) & 0 \\ (2q_1q_3 - 2q_0q_2) & (2q_2q_3 + 2q_0q_1) & (q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2) \end{bmatrix}$$

Antes de que se mida el movimiento de la persona P, se le pide preferiblemente a la persona sujeto P que esté de pie rígida durante un tiempo, por ejemplo, 3 segundos, para tomar mediciones gravitacionales de línea de base. Puesto que la salida 20 genera un valor para $a_{(os)}$ y se sabe que el componente z de $a_{(gs)}$ durante el reposo debería ser igual a -1 G o - 9,81 +/- 0,2 ms⁻² es posible calcular valores adecuados de $R_{(q)}$ utilizando la ecuación anterior. Estos valores se pueden utilizar entonces como base para la etapa 104 cuando la matriz de cuaternión se calcula a partir de los datos de orientación durante el movimiento.

La ecuación anterior se utiliza entonces para la transposición de la $a_{(os)}$ al marco global durante el movimiento de la persona P.

A partir de la etapa S104 se obtienen aceleraciones en el marco de referencia global, del cual la aceleración de mayor interés es la aceleración en el eje Z, porque de las etapas realizadas antes del movimiento se sabe que el eje Z está en la dirección de la gravedad. En la etapa S106 se resta un promedio de la fuerza de gravedad durante el descanso (es decir, - 1G aproximadamente - 9,81 +/- 0,2 ms⁻²) de la aceleración lineal del eje Z calculado. En lugar de basarse simplemente en un valor conocido de 'G' los datos tomados cuando la persona sujeto P está de pie se pueden utilizar para una resta precisa.

La etapa S106 proporciona información relativa a la aceleración en la dirección vertical. En la etapa S110 se aplican una serie de procesos para mejorar la exactitud de la medición de la aceleración y para obtener la medida de la velocidad en la dirección Z.

En primer lugar, en la etapa S112 se aplica un filtro a los datos de aceleración. Se ha encontrado que un filtro Butterworth de paso bajo de cuarto orden es particularmente eficaz. Fundamentalmente, los sensores en la IMU 10 no pueden distinguir entre las vibraciones y los movimientos reales relativos a la marcha del sujeto. Para eliminar dichas aceleraciones vibraciones no deseadas, se filtran por encima de una determinada frecuencia. Típicamente, el filtro de Butterworth se utiliza para filtrar aceleraciones superiores a 25 Hz. Los componentes de caminar/marcha no se producen a frecuencias más rápidas que los 25 Hz y, por lo tanto, cualquier información o frecuencia por encima de la misma no parece que se refiera a formas de caminar.

Después del filtrado, se retira la deriva de los datos en la etapa S114. Las IMUs, tal como la IMU 10, sufren de la deriva en los datos de salida, lo que se cree que es debido a desviaciones naturales en los sensores. Con el tiempo,

esta deriva puede sesgar los resultados significativamente. Como se deseaba medir la marcha al andar durante un período de tiempo, es importante, por lo tanto, que se retire la deriva de los datos, para que esta deriva que se produce cada vez más con el tiempo no dañe los resultados.

A partir la salida de los datos es posible mirar la forma de la deriva y a partir de esto estimar el componente de corriente continua. Por ejemplo, la frecuencia de análisis se puede realizar sobre un trazado de los datos para calcular la deriva. Una vez obtenida esta estimación CC, se puede restar de los datos mediante la aplicación de una ventana y, por lo tanto, eliminar gran parte de la deriva. Se ha encontrado que una ventana de Hanning, por ejemplo de 3 puntos, tal como la descritos para su uso por Katić *et al* en "Application-Oriented Comparison of the Methods for AC/DC Converter Harmonics Analysis" (publicado en "IEEE Transactions of Industrial Electronics" vol. 50 N.º 6, diciembre de 2003), es particularmente eficaz.

Después de las etapas S112 y S114 de filtrado y retirada de la deriva, se ha encontrado que es entonces posible integrar los datos de aceleración para encontrar datos de velocidad sin aumentar el error de manera demasiado significativa, como es comúnmente el caso con el uso de datos de acelerómetros. En particular, problemas causados por la deriva aumentan después de la integración.

En la etapa S116 se integran los datos. Hay un gran número de diferentes formas de integración de datos y en los enfoques tradicionales usando IMUs ha sido común dividir los datos en pequeñas etapas en un intento de integrarlos por separado. Con la presente invención, se ha encontrado que el uso de la regla de Simpson proporciona buenos resultados, incluso cuando se aplica a la vez a todo el conjunto de datos. La idoneidad del procedimiento de integración pudo ser verificada mediante consultas con expertos en el movimiento biomecánico que tienen conocimiento de los resultados esperados y acceso a bases de datos de movimiento biomecánico y, por lo tanto, saben que la velocidad resultante de la integración debe ser similar. A partir de esta etapa S116, se proporciona entonces la velocidad en el sistema global en la dirección Z en la etapa S118.

Para proporcionar la posición de cambio relativo en el acceso global Z en la etapa S120, se repiten todas las etapas S112, S114 y S116. Es importante destacar que mediante el filtrado, la retirada de la deriva y la integración utilizando la regla de Simpson, los errores tampoco se incrementan significativamente cuando se pasa de la velocidad a un cambio relativo de posición. Comúnmente, cuando se trata de analizar los datos de los acelerómetros, el error presente en el momento en que se calcula la posición es a menudo demasiado grande para ser útil.

La aceleración, la velocidad y la posición se miden durante un periodo de tiempo t y sus valores calculados a partir de las etapas S106, S118 y S120 se almacenan todos de forma independiente en la memoria 56.

Una etapa adicional S122 se puede añadir, repitiendo las etapas S112-S118 para encontrar la derivada de la aceleración con respecto al tiempo. Este valor es a menudo llamado "sacudida" y es de uso en la atención clínica y en otros lugares.

Para el cálculo de la energía utilizada por la persona P al caminar o correr, los datos de aceleración de la etapa S106 se utilizan junto con el vector de posición calculado a partir de los datos de las etapas S120. Como la masa de la persona permanece constante mientras camina, el trabajo realizado en la dirección z puede calcularse a partir de masa de la persona y la integral de la aceleración con respecto a la posición en la dirección z, junto con el trabajo realizado contra la gravedad calculado a partir de la posición en las direcciones z (cambio en la altura desde el suelo). A partir de estos cálculos se puede encontrar la cantidad de energía que se ha utilizado en el movimiento del centro de gravedad verticalmente. Aunque esto tiene en cuenta la mayor parte de la energía gastada, no tiene en cuenta toda y, por lo tanto, se hacen adaptaciones adicionales para estimar la energía total. Esto puede ser, por ejemplo, añadir una cantidad fija de J/kg al cálculo inicial o aumentar el valor calculado en un porcentaje determinado. La energía total que actúa sobre el centro de gravedad estimado también se puede calcular a partir de la velocidad y de la información de desplazamiento, que se deriva de la energía cinética usando $\frac{1}{2}mv^2$ y la energía potencial utilizando mgh. Conociendo estos parámetros se pueden calcular el trabajo externo y la eficiencia de las transformaciones de energía durante la marcha. Como alternativa, solo algunos de los datos anteriores se usa para la estimación, tal como utilizando solo la estimación del trabajo realizado contra la gravedad.

Alternativamente, la energía puede ser estimada mediante el acoplamiento de los datos medidos en vertical con información empírica. El procedimiento convencional de uso de un podómetro utiliza la medida de la cantidad de pasos que se han realizado junto con una consulta de datos empíricos de qué cantidad de energía usa una persona promedio de ese peso por paso. Del mismo modo, sería posible acumular datos empíricos de patrones de marcha medidos usando un aparato 50 frente a la energía medida por algún otro medio (por ejemplo, un monitor de frecuencia cardíaca). La aplicación del aparato 50 con estos datos almacenados proporciona una estimación más precisa de la energía de la que pueden proporcionar el número de pasos y el peso por sí solos.

Los datos recogidos a partir de un ejemplo de un modo de realización de acuerdo con la invención se muestran a continuación. Para producir estos datos, se usaron 4 hombres y 1 mujer de 23,4 +/- 3,8 años de edad y un peso de 80,5 +/- 14,3 kg y que tienen una altura de 181 +/- 5,4 cm. Además de las mediciones y los cálculos de la IMU de acuerdo con la invención, se colocó un marcador reflectante en el medio de la IMU para medir el desplazamiento con un OMCS, que en este caso era el sistema Qualisis Proreflex de Estocolmo, Suecia. El aparato 50 y el OMCS

conocido se sincronizaron y se midió una frecuencia de muestreo de 100 Hz. A cada persona medida se le permitió caminar a su propia velocidad de marcha seleccionada SSWS.

Los datos de posición del OMCS se suavizaron mediante el uso de un filtro de suavizado Savitzky-Golay¹⁴ con una ventana de 5 puntos. La aceleración se derivó simétricamente a partir de la posición mediante el uso de $\vec{a}_z = (\Delta^2 \vec{r}_z) / \Delta t^2$. Donde $\vec{a}$ representa la aceleración lineal en el marco ortogonal, y $\vec{r}$ representa la posición del marcador reflectante en el marco ortogonal calibrado.

Las amplitudes pico del eje z se extrajeron de los conjuntos de datos del modo de realización de la invención 50 y del OMCS y se importaron en SPSS 14 para Windows. Los conjuntos de datos se compararon mediante una prueba t para muestras apareadas y se calculó un efecto mixto de dos vías con prueba de correlación entre clases con coherencia (ICC) de acuerdo con McGraw et al, ("Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients". *Psychological Methods* 1996;1(1):30-46), definido como la media de las diferencias entre los ensayos y la desviación estándar. También se realizó un análisis de correlación lineal parcial entre la velocidad en los ejes x, y la desviación. Una fiabilidad adecuada de prueba y prueba adicional se ha definido como ICCs $\geq 0,75$ para variables continuas.

El máximo y mínimo relativos y la diferencia de velocidad y la posición del CoM de los ejes verticales se calcularon para ambos sistemas y se compararon mediante la prueba t para muestras apareadas. Un ICC de dos vías se realizó como se ha descrito anteriormente. El error descrito como la diferencia relativa en la velocidad y la posición del OMCS restado del error de IMU se calculó para tantos picos y valles visibles en ambos conjuntos de datos.

Los datos de estas etapas recogidos de la IMU y el OMCS en tres paseos para cada sujeto, incluyendo la desviación estándar calculada durante los tres paseos, se muestran en las figuras 4a, 4b, 4c y en la siguiente tabla.

Sujeto	Δa_{IMU} (ms ⁻²)	Δa_{OMCS} (ms ⁻²)	Δv_{IMU} (ms ⁻¹)	Δv_{OMCS} (ms ⁻¹)	Δp_{IMU} (cm)	Δp_{OMCS} (cm)
1	2,16 ± 0,30	2,36 ± 0,26	0,40 ± 0,06	0,44 ± 0,06	4,11 ± 0,40	4,22 ± 0,44
2	2,65 ± 0,26	2,70 ± 0,20	0,57 ± 0,05	0,57 ± 0,04	5,08 ± 0,29	4,99 ± 0,40
3	1,75 ± 0,17	1,92 ± 0,18	0,36 ± 0,01	0,36 ± 0,01	3,34 ± 0,27	3,34 ± 0,07
4	1,58 ± 0,09	1,83 ± 0,10	0,31 ± 0,05	0,35 ± 0,04	3,24 ± 0,38	3,33 ± 0,36
5	2,38 ± 0,08	2,64 ± 0,09	0,45 ± 0,01	0,47 ± 0,05	4,42 ± 0,13	4,43 ± 0,48

La tabla muestra el error promedio en 3 paseos para 5 sujetos sanos de aceleración, velocidad y cambio de posición relativa en el eje z. El error se calcula como la diferencia relativa en la velocidad y la velocidad de la IMU restada por la diferencia relativa en la velocidad y la velocidad en el OMCS. El error se muestra en las figuras 4 en el eje de la derecha.

En la figura 4a se muestran los datos de la aceleración del aparato 50 y del OMCS. Como puede verse en esta figura y a partir de la tabla, los datos entre la aceleración de la IMU y del OMCS muestran buen acuerdo entre el OMCS y la IMU. Las amplitudes del eje Z de la IMU ($2,1 \pm 1,2 \text{ ms}^{-2}$) y el sistema de captura de movimiento óptico ($2,3 \pm 1,2 \text{ ms}^{-2}$) no fueron significativamente diferentes ($p \geq 0,05$) indicando el acuerdo entre los sistemas. Además, ICC = 0,952 y el error aleatorio $0,176 \text{ ms}^{-2}$ también demuestra un fuerte acuerdo entre los sistemas. La correlación lineal parcial entre sujetos, entre la velocidad en el eje x en el sistema ortogonal y la desviación no estaba correlacionada ($r = 0,065$).

La figura 4b muestra la velocidad de las dos piezas del aparato A de la prueba t para muestras apareadas entre el cambio relativo en la velocidad (pico a pico) en el OMCS y la IMU muestra una diferencia significativa ($p < 0,05$). Un ICC mixto de dos vías se realizó como se ha descrito anteriormente y mostró una gran importancia entre la IMU y el OMCS (ICC = 0,888) con un error aleatorio de $0,121 \text{ ms}^{-1}$. El error descrito como la diferencia relativa en la velocidad del OMCS restado de la IMU se muestra en la siguiente tabla como el valor medio durante 3 paseos entre sujetos.

Error en el eje z IMU-OMCS en tres paseos				
Sujeto	$a \text{ (ms}^{-2}\text{)}$	$v \text{ (ms}^{-1}\text{)}$	$p \text{ (cm)}$	Tiempo(s) de
1	-0,197	-0,037	-0,026	-0,064
2	-0,050	-0,004	-0,128	0,108
3	-0,260	0,006	0,002	0,100
4	-0,268	-0,039	-0,091	0,015
5	-0,174	0,014	0,008	0,377
prom	-0,190	-0,012	-0,047	0,107
std	0,088	0,025	0,060	0,166

La medición del cambio en la posición se muestra en la figura 4b. Una prueba t para muestras apareadas entre el cambio relativo en la posición (pico a pico) en el OMCS y la IMU no muestra diferencias significativas ($p \geq 0,05$). Un ICC mixto de dos vías muestra una correlación muy significativa (ICC = 0,782) con un error aleatorio de 1,35 cm.

El tiempo de paso calculado como la diferencia de tiempo entre valles de posición medidos por la IMU y el OMCS se muestra en la siguiente tabla.

5

Sujeto	Tiempo de Paso _{IMU} (s)	Tiempo de Paso _{OMCS} (s)
1	0,598 ± 0,01	0,591 ± 0,02
2	0,572 ± 0,01	0,571 ± 0,01
3	0,632 ± 0,01	0,633 ± 0,01
4	0,615 ± 0,01	0,616 ± 0,01
5	0,579 ± 0,02	0,567 ± 0,03

Esto no mostró diferencias significativas ($p \geq 0,05$). Un ICC mixto de dos vías mostró una correlación muy significativa (ICC = 0,757) con un error aleatorio de 8,62 ms.

Aunque los resultados no muestran ninguna diferencia significativa de la aceleración, sino algunas diferencias significativas para la velocidad de pico a pico y la posición, las diferencias son de hecho mucho menos de lo que podría esperarse. Cuando se trata de cambio de posición la dirección Z en el OMCS debería ser muy superior, ya que mide la posición directamente, mientras que la presente invención se basa en la integración completa a partir de mediciones de aceleración.

10

En la figura 5 se muestra un diagrama de cajas de correlación que representa la velocidad en el eje x ortogonal en comparación con la desviación entre los picos de la IMU y el OMCS.

15

Para esta pequeña diferencia en el error presente en la posición de medición en comparación con el caro OMCS, parece demostrar que las técnicas de filtrado y de retirada de la deriva utilizadas son extremadamente eficaces antes de la integración de los datos de aceleración y que la traslación de las aceleraciones del sistema de objetos en el marco del sistema global utilizando una matriz de rotación de cuaternión es muy eficaz. El aparato de acuerdo con la invención parece ser, por lo tanto, una alternativa precisa y barata al OMCS para tales mediciones de aceleración.

20

En otros modos de realización de la invención, una IMU de forma diferente se utiliza que cuando se localiza en la curvatura de la espalda puede estar presente cerca de cero grados en lugar de más o menos 90 grados. Es el ángulo de más o menos 90 grados lo que aumenta el riesgo de pérdida de datos a través del bloqueo de cardán matemático.

25

Cuanto más largo sea el periodo de medición menos precisos serán los datos eventualmente, pero más significativo el papel interpretado por el uso eficaz de las etapas de retirada de la deriva y asegurarse que se utilizan con y preferiblemente antes de cada integración.

El aparato 50 de acuerdo con la invención proporciona una medición espacio-temporal en la marcha humana que es lo suficientemente precisa para uso clínico. Es importante destacar que el procedimiento de la invención de evaluación de la marcha humana mediante el uso de la IMU es preciso si se compara con el OMCS para diferentes sujetos, y que realiza su propia selección de la velocidad de marcha en condiciones del mundo real en lugar de simplemente encontrar datos de sujetos que caminan artificialmente en una cinta rodante.

30

Además de proporcionar un aparato y un procedimiento para medir cinemática del CoM humano, modos de realización de acuerdo con la invención se pueden usar para otros usos donde es útil la posición vertical, la velocidad, la sacudida de aceleración, o la información de energía/trabajo en el marco de referencia global. Por ejemplo, un controlador de juego de ordenador puede incluir una IMU en un sistema de acuerdo con la invención y de ese modo proporcionar cambios precisos en la posición en la dirección vertical para su uso como una entrada en un juego de ordenador. Además de ser útil en la industria del entretenimiento, tales controladores se pueden utilizar en programas de simulación. Las mediciones de CoM y energía utilizadas también se pueden aplicar a otros animales y también para objetos inanimados en movimiento.

35

40

Aunque los modos de realización de la invención que generalmente se han mencionado anteriormente se utilizan para medir el movimiento vertical en el marco de referencia de las realizaciones de la superficie de la tierra, se pueden utilizar para cualquier sistema de referencia global. Además de la tierra, los modos de realización de la invención descrita también se pueden usar de una manera muy similar, incluyendo los cálculos en relación con la gravedad en otros cuerpos con su propio campo gravitatorio significativo, tal como la luna, con el eje z correspondiente a la gravedad de los cuerpos y ajustándose el valor de aceleración de la gravedad apropiadamente.

45

REIVINDICACIONES

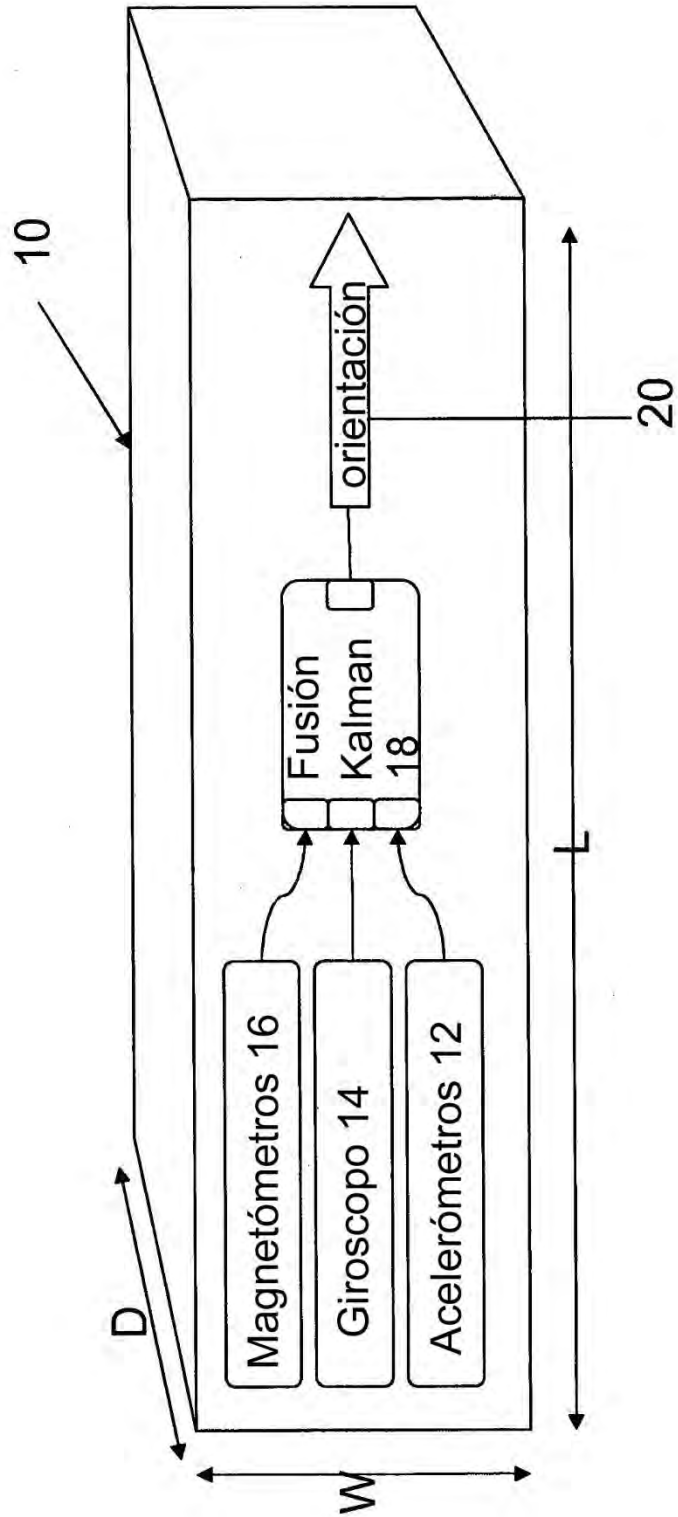
1. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) que comprende un dispositivo de detección inercial (10), para producir salidas relativas a la rotación y a la aceleración en su marco de referencia local y configurado para su fijación en la espalda de un animal, una memoria (56) y un procesador (54), en el que el procesador (54) está programado para proporcionar un cuaternión que corresponde a la rotación del dispositivo de detección inercial (10) y una primera aceleración, ambos basados en una salida del dispositivo de detección, y el procesador (54) está programado para combinar el cuaternión y la primera aceleración y sobre la base de los datos que son el resultado de la combinación, proporcionar, cuando el dispositivo se sujeta cerca del centro de gravedad del animal, una estimación de desplazamiento vertical, o una derivada del desplazamiento vertical, del centro de gravedad en un marco de referencia global, y en el que el aparato (50) está configurado para aplicar una función matemática a los datos a partir de la combinación de la primera aceleración y del cuaternión, para eliminar ruido/errores que contribuyen a la deriva, en el que la función matemática es una ventana de Hanning, y el procesador (54) está programado para proporcionar una aceleración en la dirección vertical, y para medir la velocidad del dispositivo de detección en la dirección vertical del marco de referencia global mediante la integración de la aceleración en la dirección vertical utilizando la regla de Simpson.
2. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 1, en el que el aparato (50) está configurado para filtrar datos a partir de la combinación de la primera aceleración y el cuaternión, por encima o por debajo de una frecuencia predeterminada antes de producir una estimación del desplazamiento vertical, o una derivada del desplazamiento vertical, del centro de gravedad en el marco de referencia global.
3. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 2, en el que el aparato (50) está configurado para filtrar datos por encima de una frecuencia elegida en base a la máxima frecuencia de paso al caminar o correr, y en el que el aparato de medición del movimiento vertical del centro de gravedad (50) comprende un filtro de Butterworth, cuyo filtro está configurado para ser utilizado para el filtrado.
4. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 1, en el que el aparato está configurado para estimar un componente de corriente continua de ruido/errores en los datos de la combinación de la primera aceleración y cuaternión y configurado para seleccionar la función matemática basada en la estimación para eliminarlo.
5. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 2, en el que el aparato (50) está configurado para aplicar la función matemática después de aplicar el filtro.
6. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 1, en el que el marco de referencia global es el marco de referencia de la superficie de la tierra con la dirección vertical siendo la dirección de la aceleración de la gravedad, y el dispositivo de detección inercial (10) es una unidad de masa inercial y/o contiene varios acelerómetros (12) que miden aceleraciones lineales en un marco local, y uno o más giroscopios (14) que miden el movimiento de rotación y un dispositivo (18) que fusiona sus salidas de datos usando filtrado de Kalman.
7. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 1, en el que la aceleración en la dirección vertical es a partir del producto del cuaternión y la primera aceleración, y en el que el procesador está programado para restar la aceleración de la gravedad de la aceleración calculada para medir la aceleración del dispositivo de detección inercial (10) en la dirección vertical del marco de referencia global, tomándose la aceleración de la gravedad a partir de lecturas mediante el dispositivo de detección inercial (10) cuando el aparato (36) ha registrado en una memoria (56) que está estacionario, la aceleración se filtra y/o se retira la deriva antes de la integración, estando programado el procesador (54) para integrar la aceleración en la dirección vertical dos veces para medir los cambios en la posición vertical en un marco de referencia global, los datos obtenidos se filtran y/o se retira la deriva antes de ambas integraciones y la integración se realiza en la totalidad de los datos de la aceleración y/o la velocidad a la vez.
8. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según cualquier reivindicación anterior, en el que la primera aceleración es en forma de un vector en tres dimensiones espaciales.
9. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según la reivindicación 8, en el que el cuaternión es en forma de una matriz de cuatro por tres y se multiplica por el primer vector de aceleración para proporcionar un vector de aceleración en el marco de referencia global, a partir de cual se calcula la medida de desplazamiento vertical, o una derivada del desplazamiento vertical, y la matriz del cuaternión es de la forma

$$R_{(q)} = \begin{bmatrix} (q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2) & (2q_1q_2 - 2q_0q_3) & (2q_1q_3 + 2q_0q_2) & 0 \\ (2q_1q_2 + 2q_0q_3) & (q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2) & (2q_2q_3 - 2q_0q_1) & 0 \\ (2q_1q_3 - 2q_0q_2) & (2q_2q_3 + 2q_0q_1) & (q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2) \end{bmatrix}$$

con q_0 como valor real y q_1 , q_2 y q_3 como números complejos

- 5 y el procesador (54) está programado para calcular un cuaternión cuando el sensor inercial (10) está reposo, al menos en la dirección vertical, de la aceleración de salida del dispositivo de detección inercial, junto con la aceleración esperada de la gravedad en la dirección vertical del marco de referencia global, para almacenar este cuaternión en la memoria y para usarlo al derivar el cuaternión correspondiente a la rotación del dispositivo de detección inercial (10), y en el que una de las dimensiones del vector de aceleración en el marco global representa una dirección paralela a la dirección de la gravedad, cuyo valor se toma como la aceleración vertical.
- 10 10. Aparato de medición de sacudidas verticales que comprende un aparato según la reivindicación 1, en el que el procesador (54) está programado para diferenciar la aceleración con respecto al tiempo en la dirección vertical para medir la sacudida en la dirección vertical en un marco de referencia global.
11. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) que comprende un aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior y una fijación para fijar el dispositivo de detección inercial en la espalda de un animal.
- 15 12. Aparato de medición del movimiento vertical de un centro de gravedad (50) según cualquier reivindicación anterior, en el que el procesador (54) está programado para utilizar la estimación del desplazamiento vertical, o una derivada del desplazamiento vertical, del centro de la masa junto con la masa de entrada del objeto en movimiento, en el cálculo de una medición de al menos parte de la energía utilizada durante el movimiento.
- 20 13. Aparato de monitorización de marcha humana, que comprende el aparato de cualquier reivindicación anterior, que, en uso, calcula uno o más de la sacudida, aceleración, velocidad, cambio en la posición del centro de gravedad de una persona y el gasto de energía estimada, estando el dispositivo de detección inercial configurado para poderse conectar a una persona en una ubicación sustancialmente cerca de su centro de gravedad, tal como adyacente a la cuarta vértebra lumbar.
- 25 14. Un procedimiento de medición del desplazamiento vertical de un centro de gravedad, o una derivada de desplazamiento vertical, en un marco de referencia global, que comprende las etapas de:
- aplicar un dispositivo de detección inercial (10) en o cerca del centro de gravedad de un animal cuyo movimiento se desea medir;
- 30 calcular un cuaternión que corresponde a la rotación del dispositivo de detección inercial y una primera aceleración a partir de las salidas del dispositivo de detección inercial, y combinar el cuaternión y la aceleración para producir datos, y aplicar además una función matemática a los datos a partir de la combinación de la primera aceleración y cuaternión para eliminar ruido/errores que contribuyen a la deriva, en el que la función matemática es una ventana de Hanning, proporcionar una aceleración en la dirección vertical, y medir la velocidad del dispositivo de detección inercial en la dirección vertical del marco de referencia global integrando la aceleración en la dirección vertical utilizando la regla de Simpson.
- 35 15. Un producto de programa de ordenador que contiene instrucciones que, cuando se ejecutan en un ordenador, realizan el procedimiento de la reivindicación 14, o cuando se ejecuta en un procesador conectado a una memoria y el dispositivo de detección inercial proporciona el aparato de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13.

Figura 1



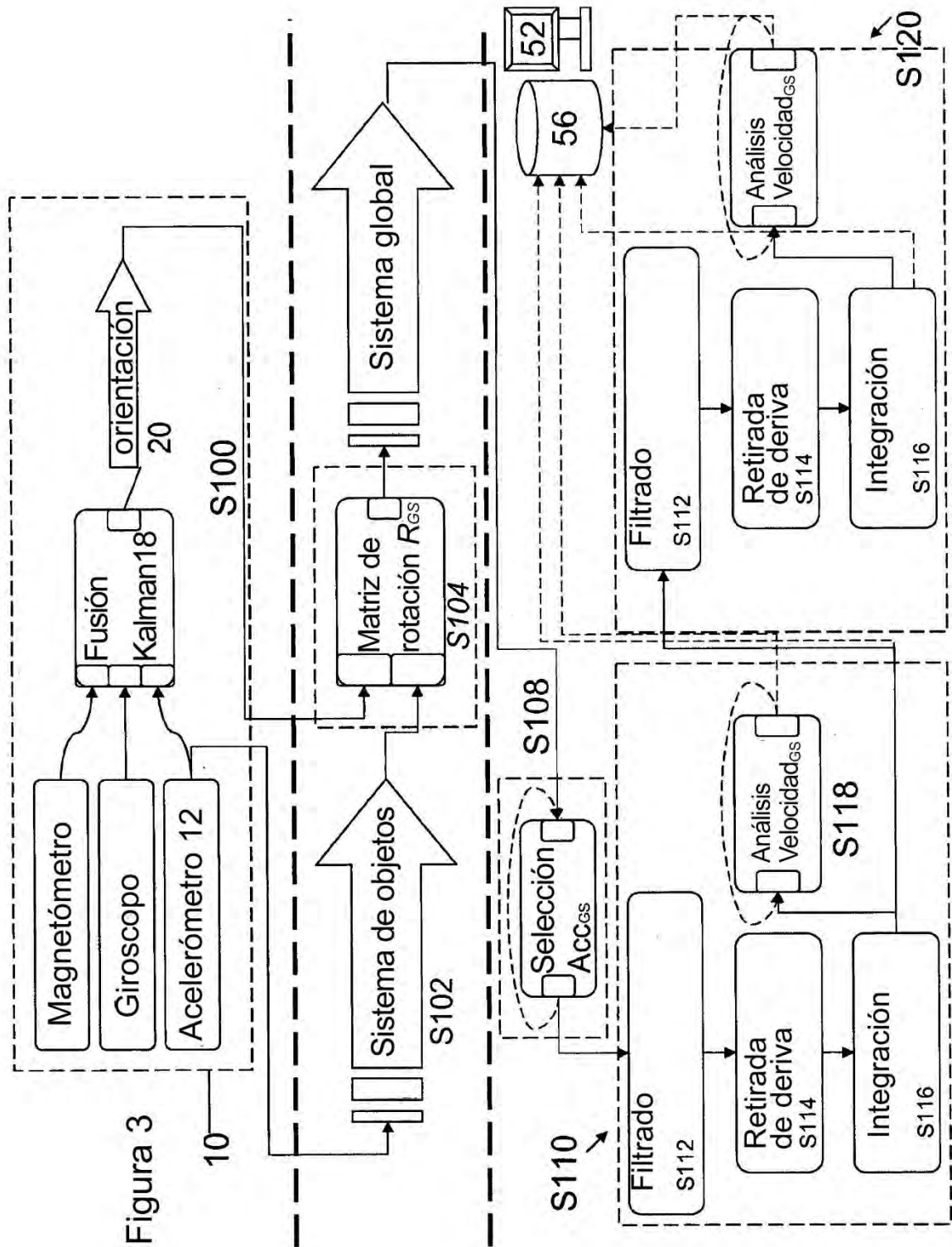


Figura 3

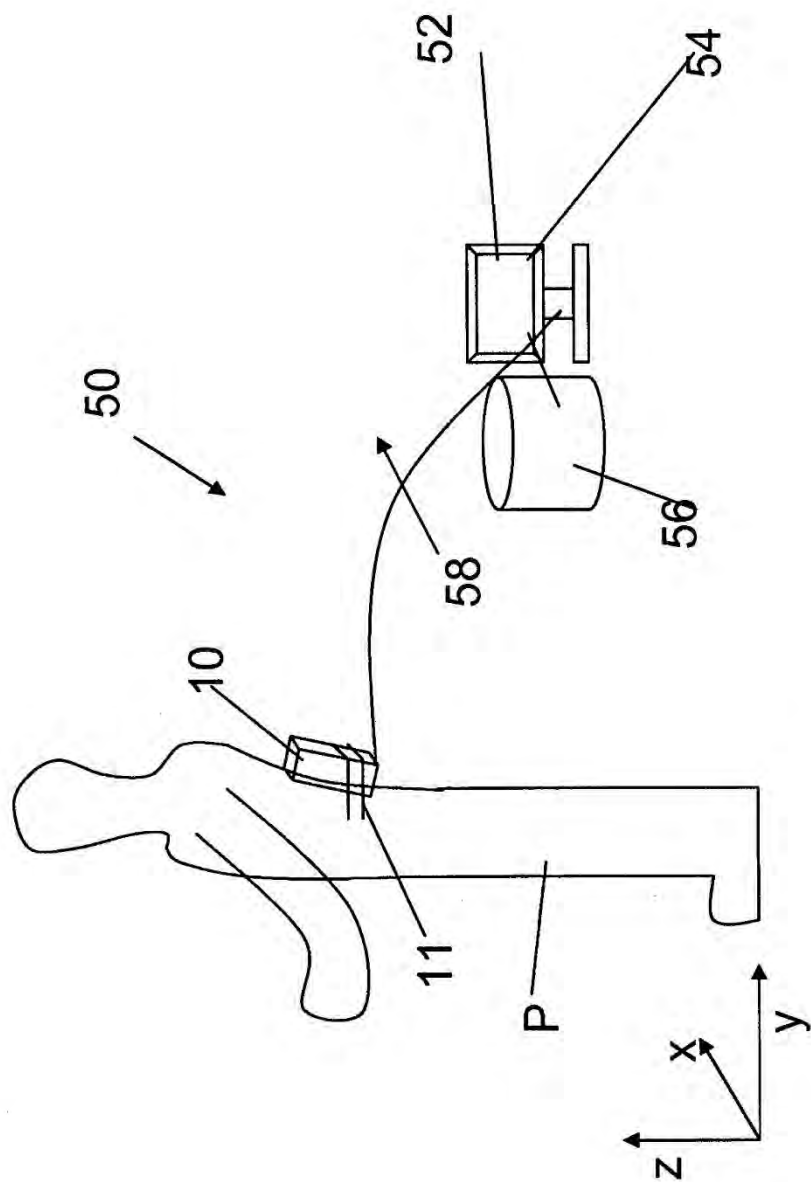


Figura 4a

Posición eje-z L4

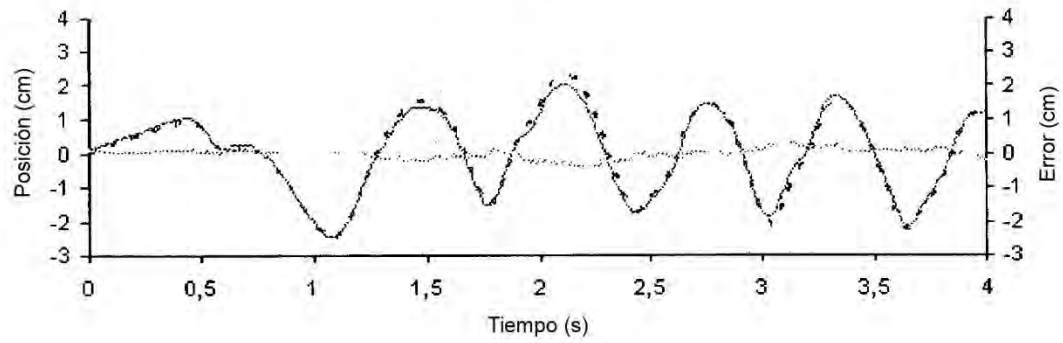


Figura 4b

Velocidad eje-z L4

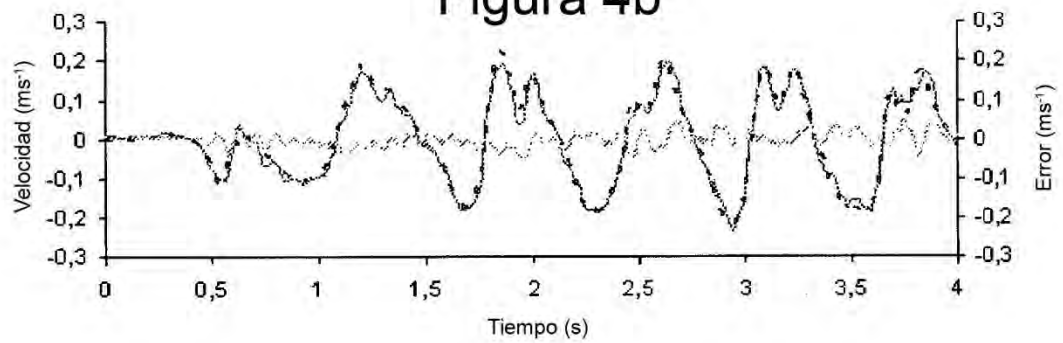


Figura 4c

Aceleración eje-z L4

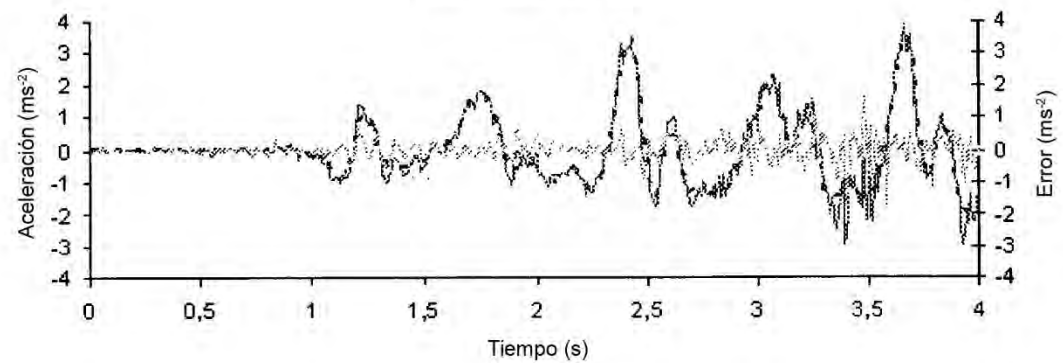


Figura 5

Gráfico de cajas de correlación

